

⑫ 公開特許公報(A)

平3-222577

⑤ Int. Cl.⁵H 04 N 1/41
1/40
5/208

識別記号

1 0 1 B
E

庁内整理番号

8220-5C
9068-5C
8220-5C

⑬ 公開 平成3年(1991)10月1日

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全8頁)

⑭ 発明の名称 画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法

⑰ 特 願 平2-18206

⑱ 出 願 平2(1990)1月29日

⑲ 発 明 者 中 島 延 淑 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社

⑳ 出 願 人 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

㉑ 代 理 人 弁理士 柳田 征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法

2. 特許請求の範囲

(1) オリジナル画像を表わすオリジナル画像信号

S_{org} を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済画像信号 S_{proc}を求める画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法において、

各画素点に対応して該各画素点の周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号 S_{org} を平均化することによりボケマスク信号 S_{us}を求め、

このボケマスク信号 S_{us}の値が増大するにつれて単調減少する関数を f₁(S_{us})としたとき、

式

$$S_{proc} = S_{org} + f_1(S_{us})$$

に従って処理済画像信号 S_{proc}を求めることを特徴とする画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法。

(2) オリジナル画像を表わすオリジナル画像信号

S_{org} を処理して前記オリジナル画像よりもダイ

ナミックレンジの狭い画像を担持する処理済画像信号 S_{proc}を求める画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法において、

各画素点に対応して該各画素点の周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号 S_{org} を平均化することによりボケマスク信号 S_{us}を求め、

このボケマスク信号 S_{us}の値が増大するにつれて単調減少するとともに微係数が連続する関数を f₂(S_{us})としたとき、

式

$$S_{proc} = S_{org} + f_2(S_{us})$$

に従って処理済画像信号 S_{proc}を求めることを特徴とする画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、オリジナル画像を表わすオリジナル画像信号を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済画像信号を求める画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法に関するものである。

(従来の技術)

記録された画像を読み取って画像信号を得、この画像信号に適切な画像処理を施した後、画像を再生表示することは種々の分野で行なわれている。たとえば、後の画像処理に適合するように設計されたガンマ値の低いX線フィルムを用いてX線画像を記録し、このX線画像が記録されたフィルムからX線画像を読み取って電気信号(画像信号)に変換し、この画像信号に画像処理を施した後コピー写真等に可視像として再生することにより、コントラスト、シャープネス、粒状性等の画質性能の良好な再生画像を得ることが行なわれている(特公昭61-5193号公報参照)。

ては、放射線露光量に対して蓄積後に励起によって輝尽発光する発光光の光量が極めて広い範囲にわたって比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽発光光の光量を読取ゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号(画像信号)に変換し、この画像信号を用いて写真感光材料等の記録材料、CRTディスプレイ装置等の表示装置に放射線画像を可視画像として出力させることによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

(発明が解決しようとする課題)

上記のように画像信号を得てこの画像信号に基づいて可視画像を得るシステムにおいて、観察対象領域が低濃度域から高濃度域の広い濃度域に渡っている場合や、どの濃度域を観察対象とするかが不明な場合等に、オリジナル画像の高濃度域が観察に適した濃度となるように画像処理を施した画像とオリジナル画像の低濃度域が観察に適した

また本願出願人により、放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等)を照射するとこの放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光を示す蓄積性蛍光体(輝尽性蛍光体)を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報をシート状の蓄積性蛍光体に一旦記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得られた輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に基づき被写体の放射線画像を写真感光材料等の記録材料、CRTディスプレイ装置等に可視画像として出力させる放射線画像記録再生システムがすでに提案されている(特開昭55-12429号、同56-11395号、同55-163472号、同56-104645号、同55-116340号等)。

このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域にわたって画像を記録しようという実用的な利点を有している。すなわち、蓄積性蛍光体におい

濃度となるように画像処理を施した画像との双方を並べて再生することが行なわれている。

しかしながら、複数の画像を並べて再生すると各画像の寸法が小さくなり見づらいという問題がある。

また、一つの画像で観察対象濃度域を広げるために、最高濃度と最低濃度との差即ちダイナミックレンジを狭めるように高濃度域もしくは低濃度域もしくは画像全体のコントラストを下げることも行なわれている。

しかし、コントラストを下げると、そのコントラストを下げた領域内の微細構造も見にくくなるという問題が生じる。

以下この問題点について詳述する。

第8図は、オリジナル画像上のある方向(x方向)に沿うオリジナル画像信号 S_{org} の値の一例をプロットした図である。オリジナル画像はx方向に沿って全体としては階段状の濃度(画像信号 S_{org})を有し、かつ各階段内に比較的高空間周波数の微細構造を有している。

第9A図、第9B図は高濃度域のコントラストを下げることにによりダイナミックレンジを圧縮した場合の、それぞれ画像信号の変換グラフの一例を示した図、および画像上のx方向に沿う変換後の画像信号 S_{org}' の値を示した図である。

第8図に示した値を有する画像信号 S_{org} が、第9A図に示すグラフAに沿って画像信号 S_{org}' に変換されると、第9B図に示すように高濃度域の濃度が低下するが、これとともに高濃度域の階段内の微細構造もコントラストを失う結果となり、このことは観察対象としている、全体として高濃度の領域内の微細構造が非常に観察しにくいものになってしまうことを意味している。

第10A図、第10B図は低濃度域のコントラストを下げることにによりダイナミックレンジを圧縮した場合の、それぞれ画像信号の変換グラフの一例を示した図、および画像上のx方向に沿う変換後の画像信号 S_{org}' の値を示した図である。

第8図に示した値を有する画像信号 S_{org} が、第10A図に示すグラフBに沿って画像信号 S

$_{org}'$ に変換されると、第10B図に示すように今度は低濃度域内の微細構造が非常に観察しにくいものになってしまう結果となる。

本発明は、上記問題点に鑑み、濃度域を圧縮することにより画像内の適性観察領域を広げるとともに、各領域内の微細構造の観察適性をも確保した、画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法を提供することを目的とするものである。

(課題を解決するための手段)

本発明の第一の画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、

オリジナル画像を表わすオリジナル画像信号 S_{org} を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済画像信号 S_{proc} を求める画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法において、

各画素点に対応して該各画素点の周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号 S_{org} を平均化することによりボケマスク信号 S_{us} を求め、

このボケマスク信号 S_{us} の値が増大するにつれ

て単調減少する関数を $f_1(S_{us})$ としたとき、式

$$S_{proc} = S_{org} + f_1(S_{us}) \quad \dots(1)$$

に従って処理済画像信号 S_{proc} を求めることを特徴とするものである。

また、本発明の第二の画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、

オリジナル画像を表わすオリジナル画像信号 S_{org} を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済画像信号 S_{proc} を求める画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法において、

各画素点に対応して該各画素点の周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号 S_{org} を平均化することによりボケマスク信号 S_{us} を求め、

このボケマスク信号 S_{us} の値が増大するにつれて単調減少するとともに微係数が連続する関数を $f_2(S_{us})$ としたとき、式

$$S_{proc} = S_{org} + f_2(S_{us}) \quad \dots(2)$$

に従って処理済画像信号 S_{proc} を求めることを特徴とするものである。

ここで上記「単調減少する」とは S_{us} の値の増大に伴って、 $f_1(S_{us})$ もしくは $f_2(S_{us})$ が必ず減少するものである必要はなく、部分的には S_{us} が変化しても $f_1(S_{us})$ もしくは f_2

(S_{us}) が変化しない領域が存在していてもよい。

(作 用)

本発明の第一および第二のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、オリジナル画像信号 S_{org} の低空間周波数成分が強調されたボケマスク信号 S_{us} の値が増大するにつれて単調減少する関数 $f(S_{us})$ ($f_1(S_{us})$ と $f_2(S_{us})$ との両者を含む)を用いて、

$$S_{proc} = S_{org} + f(S_{us}) \quad \dots(3)$$

に従ってダイナミックレンジの圧縮の行なわれた処理済画像信号 S_{proc} を求めるようにしたため、画像全体のダイナミックレンジは圧縮されるとともに各領域内の比較的高空間周波数成分の多い微細構造はそのコントラストが維持されることとな

り、これにより一つの画像で広い適性観察領域が確保される。

また本発明の第一のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、関数 $f_1(S_{us})$ の内容を変更するだけで、前述のとおり低濃度域のダイナミックレンジを圧縮することも高濃度域のダイナミックレンジを圧縮することもできる。低濃度域のダイナミックレンジ圧縮はたとえば縦隔部領域まで観察したい胸部X線画像に適しており、一方高濃度域のダイナミックレンジ圧縮はたとえば皮膚辺縁部まで観察したい四肢骨のX線画像に適している。

また、本発明の第二のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、関数 $f_2(S_{us})$ の微係数が連続しているため、処理済画像信号 S_{proc} が担持する画像に偽輪郭が生じることが防止され、より観察しやすい画像となる。

尚、「日本放射線技術学会雑誌 第45巻第8号 1989年8月 1030頁 阿南充洋ほか」に、人体の胸部X線画像について

① ポケマスク信号 S_{us} を求める

レンジ圧縮処理方法とは異なり、例えば前述した四肢骨画像等の観察には適さないという欠点がある。またこの手法は本発明の第二のダイナミックレンジ圧縮処理方法と異なり偽輪郭を生じる可能性があるため、ダイナミックレンジは圧縮されたものの今度はこの偽輪郭のために画像が見にくくなるおそれがあるという欠点もある。本発明は上記手法の欠点を解決したものであって、さらに上記手法よりもステップが簡単であり、また圧縮の程度を自由に設定できる等の長所も有するものである。

(実施例)

以下、図面を参照して、本発明の実施例について説明する。尚、ここでは前述した蓄積性蛍光体シートを用いた例について説明する。

第6図は、X線撮影装置の一例の概略図である。

このX線撮影装置10のX線源11からX線12が被写体13に向けて照射され、被写体13を透過したX線が蓄積性蛍光体シート14に照射されることにより、被写体13の透過X線画像が蓄積性蛍光体シ

- ② ポケマスク信号 S_{us} の値を2倍し、最大値(1023)以上となった場合は最大値(1023)でクリップする。

$$a = \begin{cases} 2 \times S_{us} & (2 \times S_{us} < 1023) \\ 1023 & (2 \times S_{us} \geq 1023) \end{cases} \dots (4)$$

- ③ 反転画像を作成する。

$$b = 1023 - a$$

- ④ オリジナル画像に反転画像×係数 α を加える。

$$c = S_{org} + \alpha \cdot b \quad (\alpha = 0.3) \dots (5)$$

のステップにより、画像のダイナミックレンジを圧縮する手法が記載されている。この手法は本発明と同様に画像のダイナミックレンジを圧縮するとともに各領域内の細部構造のコントラストは維持されるという効果を有している。

しかしこの手法は、低濃度域のダイナミックレンジのみを圧縮するものであって、高濃度域のダイナミックレンジを圧縮することはできず、したがって高濃度域のダイナミックレンジも有効に圧縮することのできる本発明の第一のダイナミック

ト14に蓄積記録される。

第7図は、X線画像読取装置の一例を表わした斜視図である。

第6図に示したX線撮影装置で撮影が行なわれ、X線画像が記録された蓄積性蛍光体シート14が読取部20の所定位置にセットされる。

蓄積性蛍光体シート14が読取部20の所定位置にセットされると、このシート14はモータ21により駆動されるエンドレスベルト22により、矢印Y方向に搬送(副走査)される。一方、レーザー光源23から発せられた光ビーム24はモータ25により駆動され矢印方向に高速回転する回転多面鏡26によって反射偏向され、f θ レンズ等の集束レンズ27を通過した後、ミラー28により光路を変えて前記シート14に入射し副走査の方向(矢印Y方向)と略垂直な矢印X方向に主走査する。シート14の励起光24が照射された箇所からは、蓄積記録されているX線画像情報に応じた光量の輝尽発光光29が発散され、この輝尽発光光29は光ガイド30によって導かれ、フォトマルチプライヤ(光電子増倍管)

31によって光学的に検出される。上記光ガイド30はアクリル板等の導光性材料を成形して作られたものであり、直線状をなす入射端面30aが蓄積性蛍光体シート14上の主走査線に沿って延びるように配され、円環状に形成された射出端面30bにフォトマルチプライヤ31の受光面が結合されている。入射端面30aから光ガイド30内に入射した輝尽発光光29は、該光ガイド30の内部を全反射を繰り返して進み、射出端面30bから射出してフォトマルチプライヤ31に受光され、X線画像を表わす輝尽発光光29がフォトマルチプライヤ31によって電気信号に変換される。

フォトマルチプライヤ31から出力されたアナログ出力信号S₀は対数増幅器32で対数的に増幅され、A/D変換器33でデジタル化され、これによりオリジナル画像信号S_{org}が得られ、画像処理表示部40に入力される。この画像処理表示部40は、可視画像を再生表示するためのCRTディスプレイ41、CPU、内部メモリ、インターフェイス等が内蔵された本体部42、フロッピーディスク

が装填され駆動されるフロッピーディスクドライブ部43、およびこのX線画像読取装置に必要な情報を入力するためのキーボード44から構成されている。

この画像処理表示部40に被写体13のオリジナルX線画像を担持するオリジナル画像信号S_{org}が入力されると、このオリジナル画像信号S_{org}を以下のように変換することにより画像のダイナミックレンジが圧縮される。

第1図は、オリジナル画像上の各画素点と該各画素点に対応するオリジナル画像信号S_{org}を表わした図である。図にS_{ij}等で示した記号が対応する各画素点のオリジナル画像信号S_{org}を表わしている。ここで中央の白丸で示した画素のポケマスク信号S_{us}が

$$S_{us} = \frac{\sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n S_{i+j}}{(2m+1) \cdot (2n+1)}$$

の演算により求められ、この演算を各画素について行なうことにより画像全体のポケマスク信号

S_{us}が求められる。尚、m、nは、オリジナル画像信号S_{org}を得る際のサンプリング間隔やオリジナルX線画像の性質等により適宜選択される値である。

第2図は、ポケマスク信号S_{us}を変数とした単調減少関数の一例を表わした図である。

S_{us}は最高値1023を有し、f(S_{us})は途中のd点までは零、それ以上は直線的に傾斜した関数形を有している。この関数f(S_{us})を用いて各画素点(i, j)について、

$$S_{proc} = S_{ij} + f(S_{us})$$

の演算を行ない、画像全体について処理済画像信号S_{proc}が求められる。

第3図は、オリジナル画像上のx方向についてオリジナル画像信号S_{org}が第8図に示したように変化している場合の、処理済画像信号S_{proc}を示した図である。

ポケマスク信号S_{us}が大きな領域、即ち平均的な濃度が高い領域のダイナミックレンジが圧縮さ

れ、しかも各領域内の比較的高空間周波数成分からなる微細構造のコントラストは圧縮前の状態が維持されている。したがってこの処理済画像信号S_{proc}に基づいてCRTディスプレイ41に再生表示された可視画像は高濃度領域の濃度がその内部の微細構造のコントラストを維持したまま全体として下がった画像となる。尚、第3図に示すように濃度がステップ的に変化すると処理済画像信号S_{proc}にオーバーシュートやアンダーシュートが発生するが、実際の画像ではこのようなステップ的な急激な濃度変化はほとんど存在せず無視できるものである。

第4図は、ポケマスク信号S_{us}を変数とした単調減少関数の他の例を表わした図である。この関数f(S_{us})は、ポケマスク信号S_{us}の値が小さい領域で変化し、ポケマスク信号S_{us}の値がe点より大きい領域ではf(S_{us}) = 0となる関数である。

第5図は、第4図に示す関数f(S_{us})を用いて、第8図に示すように変化しているオリジナル

画像信号 S_{org} を変換して求めた処理済画像信号 S_{proc} を表わした図である。

第3図の場合と異なり今度は低濃度領域のダイナミックレンジが圧縮されているが、各領域内の微細構造のコントラストは、第3図の場合と同様に維持されている。この処理済画像信号 S_{proc} に基づいてCRTディスプレイ41に可視画像を再生表示すると、該可視画像は微細構造のコントラストが維持された状態で低濃度領域が全体として濃い画像となる。

ここで、第4図の関数 $f(S_{us})$ は点eにおいて折れ線とならず微係数が連続する関数である。折れ線の場合はこのe点に相当する濃度領域に、オリジナル画像には何ら特別の輪郭は存在しないにも拘らず処理済画像信号 S_{proc} に基づいて再生表示された可視画像に偽輪郭が生じる場合がある。本実施例では関数 $f(S_{us})$ を微係数が連続する関数としたため、偽輪郭が生じることも防止される。

上記各実施例は蓄積性蛍光体シートに記録され

ることが可能である。

さらに本発明の第二のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、単調減少関数 $f_2(S_{us})$ がその微係数が連続したものであるため、処理済画像信号 S_{proc} に基づいて再生表示された可視画像に偽輪郭が生じることが防止される。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、オリジナル画像上の各画素点と該各画素点に対応するオリジナル画像信号 S_{org} を表わした図、

第2図は、ポケマスク信号 S_{us} を変数とした単調減少関数の一例を表わした図、

第3図は、オリジナル画像上のx方向についてオリジナル画像信号 S_{org} が第8図に示したように変化している場合の、処理済画像信号 S_{proc} を示した図、

第4図は、ポケマスク信号 S_{us} を変数とした単調減少関数の他の例を表わした図、

第5図は、第4図に示す関数 $f(S_{us})$ を用いて、第8図に示すように変化しているオリジナル

なX線画像を読み取って画像信号を得るシステムであるが、本発明は蓄積性蛍光体シートを用いるシステムに限られるものではなく、X線フィルム等に記録されたX線画像、その他記録シートに記録された一般の画像等を読み取って画像信号を得るシステムに広く適用できるものである。

(発明の効果)

以上詳細に説明したように、本発明の画像のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、ポケマスク信号 S_{us} を求め、このポケマスク信号 S_{us} を変数とした単調減少関数 $f(S_{us})$ ($f_1(S_{us})$ または $f_2(S_{us})$) を用いて、式

$$S_{proc} = S_{org} + f(S_{us})$$

に従って処理済画像信号 S_{proc} を求めるようにしたため、画像の微細構造のコントラストを低下させることなく全体のダイナミックレンジを圧縮することができる。

また本発明の第一のダイナミックレンジ圧縮処理方法は、単調減少関数 $f_1(S_{us})$ の内容を変更するだけで低濃度域も、高濃度域も圧縮処理す

画像信号 S_{org} を変換して求めた処理済画像信号 S_{proc} を表わした図、

第6図は、X線撮影装置の一例の概略図、

第7図は、X線画像読取装置の一例を表わした斜視図、

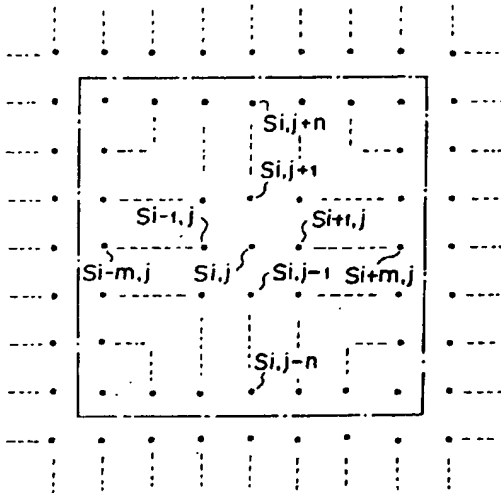
第8図は、オリジナル画像上のある方向(x方向)に沿うオリジナル画像信号 S_{org} の値の一例をプロットした図、

第9A図、第9B図は高濃度域のコントラストを下げることにによりダイナミックレンジを圧縮した場合の、それぞれ画像信号の変換グラフの一例を示した図、および画像上のx方向に沿う変換後の画像信号 S_{org}' の値を示した図、

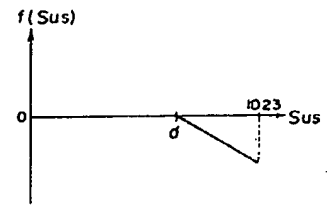
第10A図、第10B図は低濃度域のコントラストを下げることにによりダイナミックレンジを圧縮した場合の、それぞれ画像信号の変換グラフの一例を示した図、および画像上のx方向に沿う変換後の画像信号 S_{org}' の値を示した図である。

10…X線撮影装置 14…蓄積性蛍光体シート
20…読取部 40…画像処理表示部

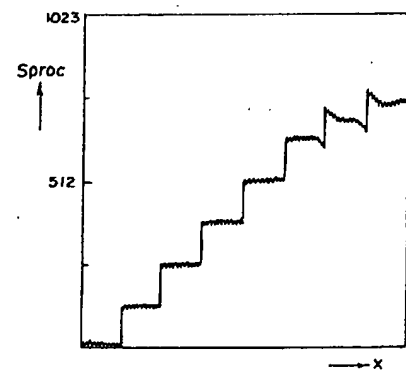
第 1 図



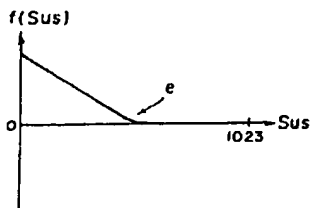
第 2 図



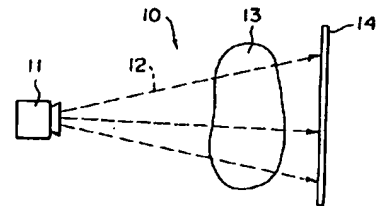
第 3 図



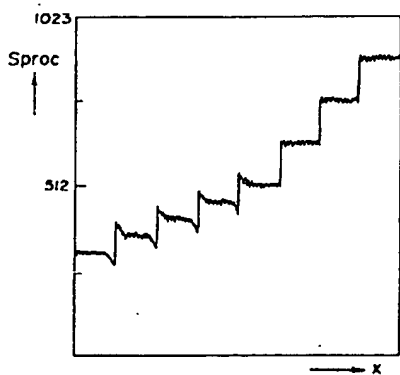
第 4 図



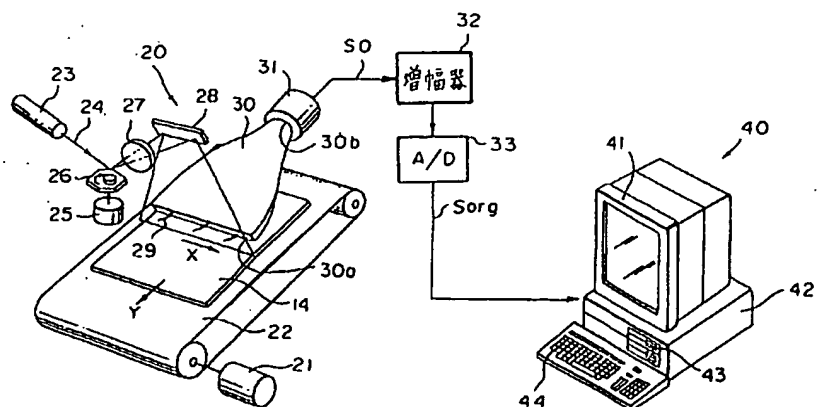
第 6 図



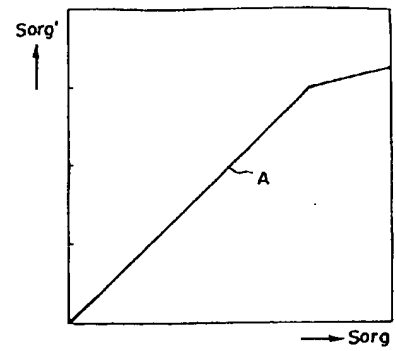
第 5 図



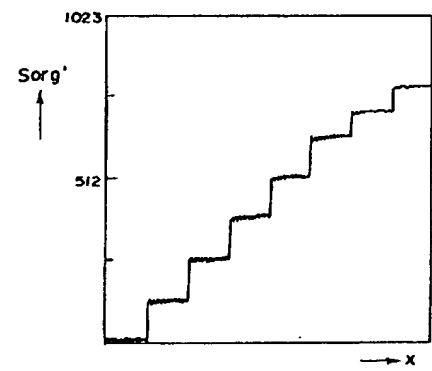
第 7 図



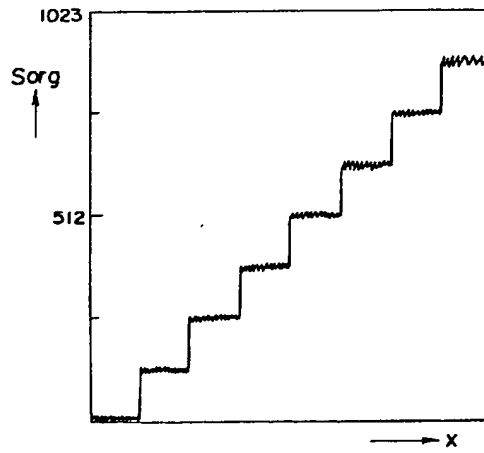
第 9A 図



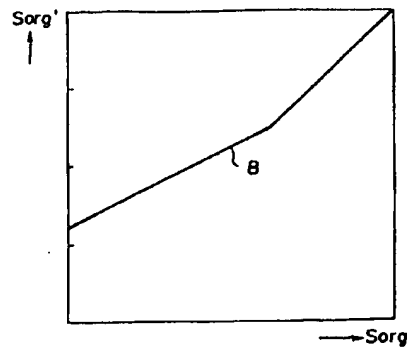
第 9B 図



第 8 図



第 10A 図



第 10B 図

